

明 細 書

生体計測センサおよび生体計測方法

技術分野

[0001] この発明は生体計測センサおよび生体計測方法に関し、特に、被験者の体表面に直接接触することなく心電図を取得するための生体計測センサおよび生体計測方法に関する。

背景技術

[0002] 一般的な心電計による心電図の記録は、安静時の心機能を測定するものであり、被験者の体表面に生じる電圧の変化を記録した心電図により行っている。心電図は心臓拍動において生じる電氣的活動の記録であり、心収縮に先行して刺激の生成と伝播により興奮する心筋による体表面に生じる電圧を曲線として記録したものである。

[0003] 図9は従来の心電計の概略ブロック図である。心電図の測定のためには図9に示す銀／塩化銀電極のような固定電極51を被験者の手首や足首の近くに導電性ペーストによって皮膚10に接着させたり、減圧を利用して皮膚10に吸着させたり、ベルトなどで加圧を利用して皮膚10に圧着することで固定している。固定電極51から得られる生体電気信号は差動増幅器52により増幅し、ノイズ除去フィルタ53で雑音成分を除去し、A／D変換器54によりサンプリングしてデジタル信号に変換し、処理装置55により図10Aに示すような心電図を記録計に記録したり、表示画面に波形表示している。

[0004] この場合、被験者は診察台の上に仰向けになって安静にしていることが強要される。固定電極51は測定するごとに被験者に固定されるものであり、しかも上記のごとく導電ペーストを用いたり、減圧したり加圧したりして体表面に固定して測定に入るため、被験者に意識させることなく計測するには限界がある。

[0005] また、発作性、一過性の心臓疾患を有する患者の場合、例えば24時間にわたって長時間心電図記録器で心電図の記録を行う必要がある。この場合においても、患者は固定電極51を貼り付けた状態を強要され、固定電極51を数時間も貼り付けている

と接触面がかゆくなったり、アレルギー性反応により赤くただれる場合もある。金属が直接皮膚10に触れないように固定電極51と皮膚10との間に布などを介在させると、固定電極51により直接生体電気信号を検出することができない。

[0006] 布を介して固定電極51を静電容量結合することにより皮膚10に装着して生体電気信号を検出する方法も考えられるが、固定電極51の出力が高インピーダンスであるため、わずかな雑音電流が流れただけでも図10B、図10Cに示すように雑音電圧が大きくなってしまい、生体電気信号を取り出すことができない。なお、図10Bは絹、図10Cは木綿を介在させたときの固定電極51の出力電圧を示している。

[0007] 一方、特開2002-159458号公報には、被服の所定部位に導電性繊維を縫い込んでおき、この導電性繊維により誘導電極を構成して生体電気信号を検出し、被服のポケットに収納されている記録器に心電図を記録する生体電気信号誘導センサおよび記録システムについて記載されている。

[0008] しかし、導電性繊維を誘導電極として用いる場合には、導電性繊維が必ずしも肌に密着するとは限らず、正確な心電図を計測できない。さらに、導電性繊維は金属電極と同様にしてアレルギー反応を誘発する可能性もある。

発明の開示

[0009] それゆえに、この発明の目的は、静電容量を用いてより低侵襲的に心電図を計測可能な生体計測センサおよび生体計測方法を提供することである。

[0010] この発明は、被験者の体表面から生体電気信号を検出する生体計測センサであって、被験者の体表面に絶縁物を介して静電容量結合される導電性電極と、導電性電極から生体電気信号を低インピーダンス信号として抽出する生体電気信号抽出回路とを備える。

[0011] この発明では絶縁物を介して導電性電極を被験者の体表面に装着して生体電気信号を低インピーダンス信号として出力することにより、雑音によって阻害されことなく低侵襲的に心電図を計測可能にすることができ、アレルギー反応などを誘発するおそれを解消できる。

[0012] 好ましくは、導電性電極は金属電極である。

[0013] 好ましくは、導電性電極は導電性繊維である。

- [0014] 好ましくは、絶縁物は薄地の布である。
- [0015] 好ましくは、生体電気信号抽出回路は、入力が高入力インピーダンスであり、出力が低インピーダンスのインピーダンス変換回路を含む。
- [0016] 好ましくは、生体電気信号抽出回路はインピーダンス変換回路の出力から生体電気信号を含む周波数成分を抽出するためのフィルタ回路を含む。
- [0017] 好ましくは、生体電気信号抽出回路はインピーダンス変換回路から出力された生体電気信号を高いゲインで増幅する増幅回路を含む。
- [0018] なお、導電性電極と絶縁物との間に設けられる高誘電率部材として、チタン酸バリウム磁器を設けてもよい。
- [0019] この発明の生体計測方法は、被験者の体表面に絶縁物を介して装着される導電性電極を含む生体計測センサを被験者の体表面に静電容量結合させて装着することにより、低インピーダンスで生体電気信号を抽出する。

図面の簡単な説明

- [0020] [図1]この発明の一実施形態の生体計測センサを示す断面図である。
- [図2]布の厚みと静電容量との関係を示す図である。
- [図3]周波数とインピーダンスとの関係を示す図である。
- [図4]この発明の一実施形態における生体計測装置のブロック図である。
- [図5A]図4に示した生体計測装置から出力される心電波形を示す図である。
- [図5B]図4に示した生体計測装置から出力される心電波形を示す図である。
- [図6]この発明の他の実施形態における生体計測センサを示す断面図である。
- [図7A]この発明のさらに他の実施形態における生体計測センサを構成する生体計測用着衣を示す図である。
- [図7B]この発明のさらに他の実施形態における生体計測センサを構成する生体計測用着衣を示す図である。
- [図8A]図7Aおよび図7Bに示した生体計測用着衣の導電性繊維の拡大図である。
- [図8B]図7Aおよび図7Bに示した生体計測用着衣の導電性繊維の拡大図である。
- [図9]従来の心電計の概略ブロック図である。
- [図10A]従来の心電計から出力される心電波形を示す図である。

[図10B]従来の心電計から出力される心電波形を示す図である。

[図10C]従来の心電計から出力される心電波形を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

- [0021] 図1はこの発明の一実施形態の生体計測センサを示す断面図である。図1に示した生体計測センサ1は、被験者の皮膚7に直接接触することなく静電容量結合による接触を測定原理としている。導電性電極として金属電極の一例の銀電極2が設けられる。銀電極2は薄い円板状あるいは四角状に形成されている。導電性電極としては銀電極2に限ることなく、その他にステンレスやアルミニウムや導電性布や導電性ゲルなどを用いてもよい。
- [0022] 生体計測センサ1は、絶縁物としての絹などの薄地の布6を介して皮膚7の表面に密着されて被験者の体表面に生じる生体電気信号の変化を検出する。
- [0023] 図2は布の厚みと静電容量との関係を示す図であり、図3は周波数とインピーダンスとの関係を示す図である。
- [0024] 図2に示すように布の厚みが薄くなるにしたがって静電容量が増加する。例えば布6として厚みが $240\ \mu\text{m}$ 程度の絹を用いると、生体計測センサ1と皮膚7との間の静電容量は 10^{-11}F 位になると予想される。また、図3から生体波形の周波数 f が高くなるにしたがって出力インピーダンスが小さくなっており、絹を介した状態における生体計測センサ1の出力インピーダンス Z は、周波数 0.1Hz において $10^{11}\ \Omega$ 程度の高いインピーダンスを有するものと推定される。
- [0025] 図4は図1に示した生体計測センサ1から出力される生体電気信号に基づいて心電図を出力する生体計測装置21のブロック図である。前述のごとく、生体計測センサ1は出力インピーダンス Z が $10^{11}\ \Omega$ というように高い値であるため、その出力にわずかな雑音電流が流れただけでも大きな雑音電圧が現われてしまう。このため、生体計測センサ1の出力信号を低インピーダンスで出力するためのインピーダンス変換器が必要になる。
- [0026] 生体計測センサ1で検出された高インピーダンスの生体電気信号は、入力端子11を介してインスツルメンテーションアンプ12に与えられ、低インピーダンスの生体電気信号に変換されてLPF(ローパスフィルタ)13に与えられる。インスツルメンテーション

アンプ12は、入力インピーダンスが1000GΩで、ゲインは外付け抵抗の値を変えることにより、62倍に設定される。LPF13は生体電気信号から100Hz以下の周波数成分を抽出してDCサーボ回路14に与える。DCサーボ回路14は生体電気信号のDC成分の変動を抑制してゼロにするようにサーボをかけてノイズ除去フィルタ15に与える。ノイズ除去フィルタ15は生体電気信号から50Hzまたは60Hzの周波数成分を抽出できるように、必要に応じて切換え可能に構成されており、抽出した周波数成分の生体電気信号を反転増幅器16に与える。

[0027] 反転増幅器16はインスツルメンテーションアンプ12によって生体電気信号が反転されるため、16倍に増幅した後、もとの信号の極性に反転させる。その結果、生体電気信号は $62 \times 16 \div 1000$ 倍に増幅される。反転された生体電気信号はDCサーボ回路17に与えられて、再び生体電気信号のDC成分の変動をゼロにするようにサーボがかけられ、ノイズ除去フィルタ18に与えられる。ノイズ除去フィルタ18は前段のノイズ除去フィルタ15と同様にして生体電気信号から50Hzまたは60Hzの周波数成分を抽出できるように切換え可能に構成されている。ノイズ除去フィルタ18で抽出された生体電気信号は、A/D変換器19によりサンプリングされてデジタル信号に変換され、処理装置20に与えられて、必要な処理が施されて心電波形が出力される。

[0028] なお、ノイズ除去フィルタ18からアナログ信号の生体電気信号を取り出し、オシロスコープにより心電波形を観測するようにしてもよい。

[0029] 図5Aおよび図5Bは、図4に示した生体計測装置から出力される心電波形図であり、それぞれ生体計測センサ1と皮膚7との間に絹、木綿を介在させたときに出力される心電波形図である。

[0030] 上述のごとく、この実施形態では、布6を介して生体計測センサ1の銀電極2を被験者の皮膚7に密着させることにより、生体計測装置21のインスツルメンテーションアンプ1として入力インピーダンスがさらに高く設定されたものを用い、2段のDCサーボ回路14、17でDC成分の変動をゼロにするようにサーボをかけるとともに、2段の雑音除去フィルタ15、18により生体電気信号から50Hzまたは60Hzの周波数帯を選別して抽出することにより、心電波形を出力することが可能になる。

[0031] したがって、絹や木綿などの肌着の上に生体計測センサ1を装着することにより、心

電図を低浸襲に計測することが可能になる。しかも、肌着などを介して生体計測センサ1を皮膚に装着するため、従来のように固定電極を直接体に装着することによるアレルギー反応を誘発するおそれを解消できる。

[0032] また、生体計測センサ1と被験体の体表面との間に介在させる布としては絹や木綿に限ることなく、これらの布と同程度の厚みを有する合成繊維や和紙を用いるようにしてもよい。

[0033] 図6は、この発明の他の実施形態における生体計測センサを示す断面図である。この図6に示した生体計測センサ1aは、図1に示した生体計測センサ1の金属電極2と布6との間に高誘電率材料であるチタン酸バリウム(BaTiO_3)磁器4を新たに設けたものであり、チタン酸バリウム磁器4は、円板状あるいは四角状に形成されて、その一方向上には銀電極2の一方面が密着して電氣的に接続されている。このように生体計測センサ1aにチタン酸バリウム磁器4を介在させることで静電容量を大きくできるので、図1に示した実施形態に比べてセンサ出力の出力インピーダンスを小さくでき、計測装置の入力インピーダンスを図4に示した例に比べて小さくでき、インピーダンス変換回路の入力インピーダンスが $100\text{M}\Omega$ 程度のものを用いることができる。

[0034] 上述のごとく、この実施形態によれば、チタン酸バリウム磁器4の一方面に密着して生体電気信号を取り出すための銀電極2を設けて生体計測センサ1aを構成し、被験者の皮膚7上に薄地の布6を介して生体計測センサ1aを載置し、チタン酸バリウム磁器4と薄地の布6とを静電容量結合して、銀電極2から生体電気信号を取り出し、この生体計測センサ1の出力を生体計測装置に与えて心電図を出力することができる。

[0035] なお、上述の説明では、高誘電率部材としてチタン酸バリウム磁器4を適用した場合について説明したが、これに限ることなくその他の高誘電率部材を用いるようにしてもよい。

[0036] 図7Aおよび図7Bはこの発明のさらに他の実施形態における生体計測センサを構成する生体計測用着衣を示す図であり、図8Aおよび図8Bは図7Aおよび図7Bに示した生体計測用着衣の導電性繊維の拡大図である。

[0037] 前述の図1および図6に示した生体計測センサ1、1aは、肌着などの布の上から皮膚7に密着させるように構成したが、図7Aおよび図7Bに示した実施形態は、着衣30

のうち被検者の体表面と常時直接接触する位置である肩部に導電生地31を組み込んだものである。そして、導電生地31が被検者の体表面に直接接触することがないように、導電生地31と体表面との間に絹32が組み込まれている。

[0038] 導電生地31は図8Aに示すように、導電性糸33と非導電性糸34との織成体で構成され、この織成体と体表面との間に図8Bに示す絹32が組み込まれている。導電性糸33は例えば金、銀、銅などの金属糸、ポリアニリン、ポリアセチレンなどの導電性ポリマー、銀メッキナイロン糸などの導電性繊維を用いることができる。非導電性糸34としては綿糸、アクリル、ナイロン、ポリエステル糸などを用いることができる。

[0039] 導電生地31を図4に示した生体計測装置21の入力端子11に接続すれば、処理装置20から心電波形を出力することができる。

[0040] なお、図7Aおよび図7Bに示した実施形態では、着衣30の肩の部分に導電生地31を組み込んだが、これに限ることなく、被験者の身体の体表面と直接常時接触可能な位置であれば肩部に限ることはない。また、着衣30全体を導電生地31で構成してもよい。

[0041] 以上、図面を参照してこの発明の実施形態を説明したが、この発明は、図示した実施形態のものに限定されない。図示された実施形態に対して、この発明と同一の範囲内において、あるいは均等の範囲内において、種々の修正や変形を加えることが可能である。

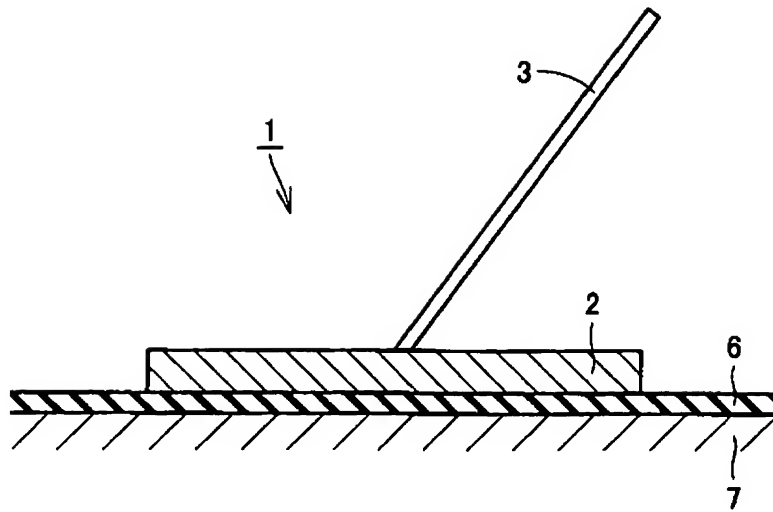
産業上の利用可能性

[0042] 金属電極2と被検者の体表面との間の布6を静電容量として体表面に静電容量結合により生体計測センサ1を接触させ、金属電極2から生体電気信号を抽出し、この生体計測センサ1の出力を高入力インピーダンス、低出力インピーダンスを有するインピーダンス変換器を含む生体計測装置21に与えて電圧波形を読み取り、心電図を低侵襲的に計測するのに利用できる。

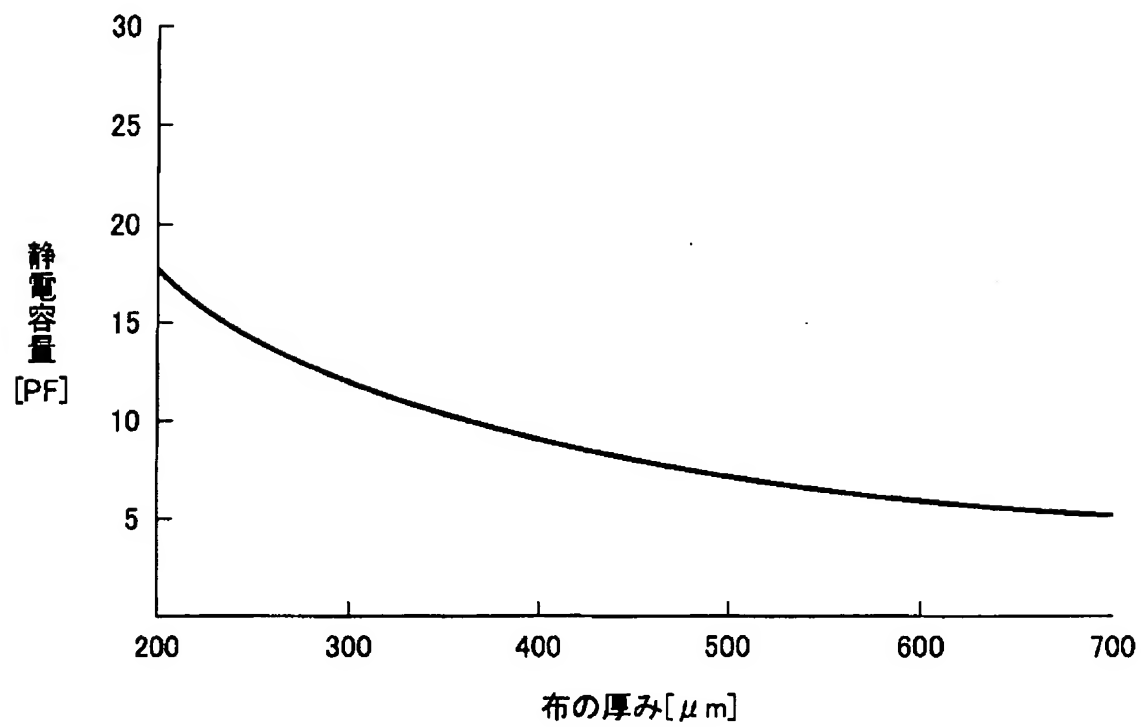
請求の範囲

- [1] 被験者の体表面から生体電気信号を検出する生体計測センサであって、
前記被験者の体表面に絶縁物を介して静電容量結合される導電性電極と、
前記導電性電極から生体電気信号を低インピーダンスで出力する生体電気信号
抽出回路とを備えた、生体計測センサ。
- [2] 前記導電性電極は金属電極である、請求項1に記載の生体計測センサ。
- [3] 前記導電性電極は導電性繊維である、請求項1に記載の生体計測センサ。
- [4] 前記絶縁物は薄地の布である、請求項1に記載の生体計測センサ。
- [5] 前記生体電気信号抽出回路は、入力が高入力インピーダンスであり、出力が低イン
ピーダンスのインピーダンス変換回路を含む、請求項1に記載の生体計測センサ。
- [6] 前記生体電気信号抽出回路は、前記インピーダンス変換回路の出力から前記生体
電気信号を含む周波数成分を抽出するためのフィルタ回路を含む、請求項1または
5に記載の生体計測センサ。
- [7] 前記生体電気信号抽出回路は、前記インピーダンス変換回路から出力された生体
電気信号を高いゲインで増幅する増幅回路を含む、請求項5または6に記載の生体
計測センサ。
- [8] さらに、前記導電性電極と前記絶縁物との間に設けられる高誘電率部材を含む、請
求項1に記載の生体計測センサ。
- [9] 前記高誘電率部材はチタン酸バリウム磁器である、請求項8に記載の生体計測セン
サ。
- [10] 被験者の体表面に絶縁物を介して装着される導電性電極を含む生体計測センサを
用いて、前記被験者の体表面から生体電気信号を抽出する生体計測方法であって
、
前記被験者の体表面に前記生体計測センサを静電容量結合させて装着すること
により、前記生体電気信号を低インピーダンスで出力する、生体計測方法。

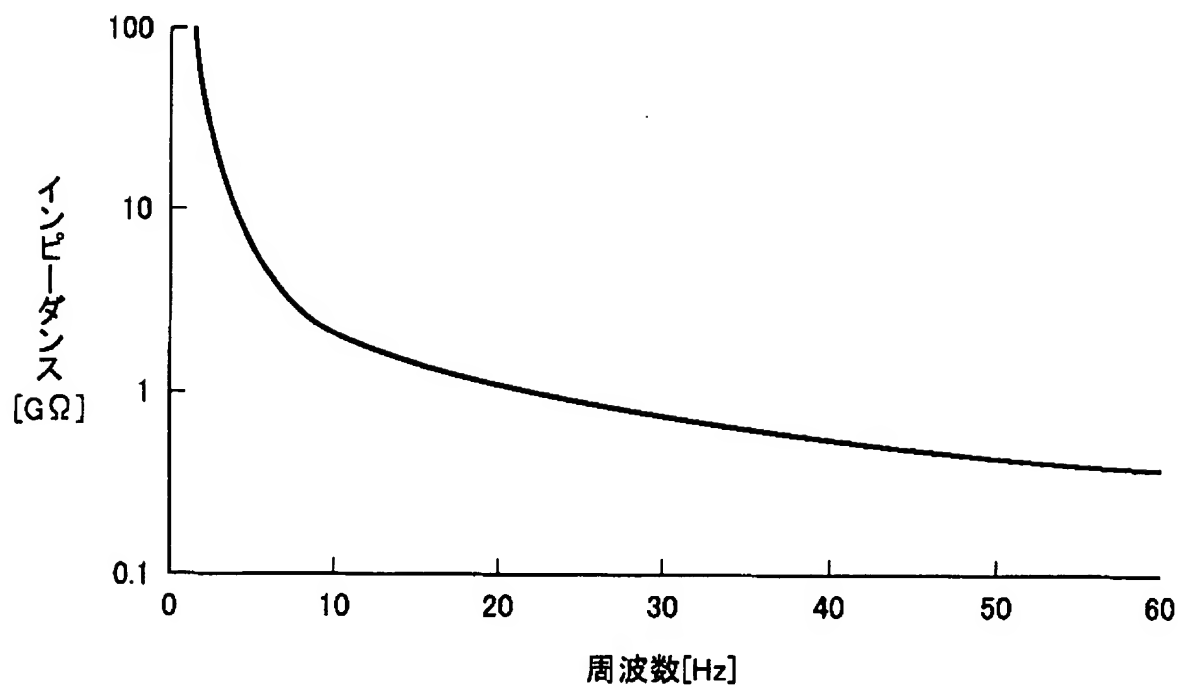
[図1]



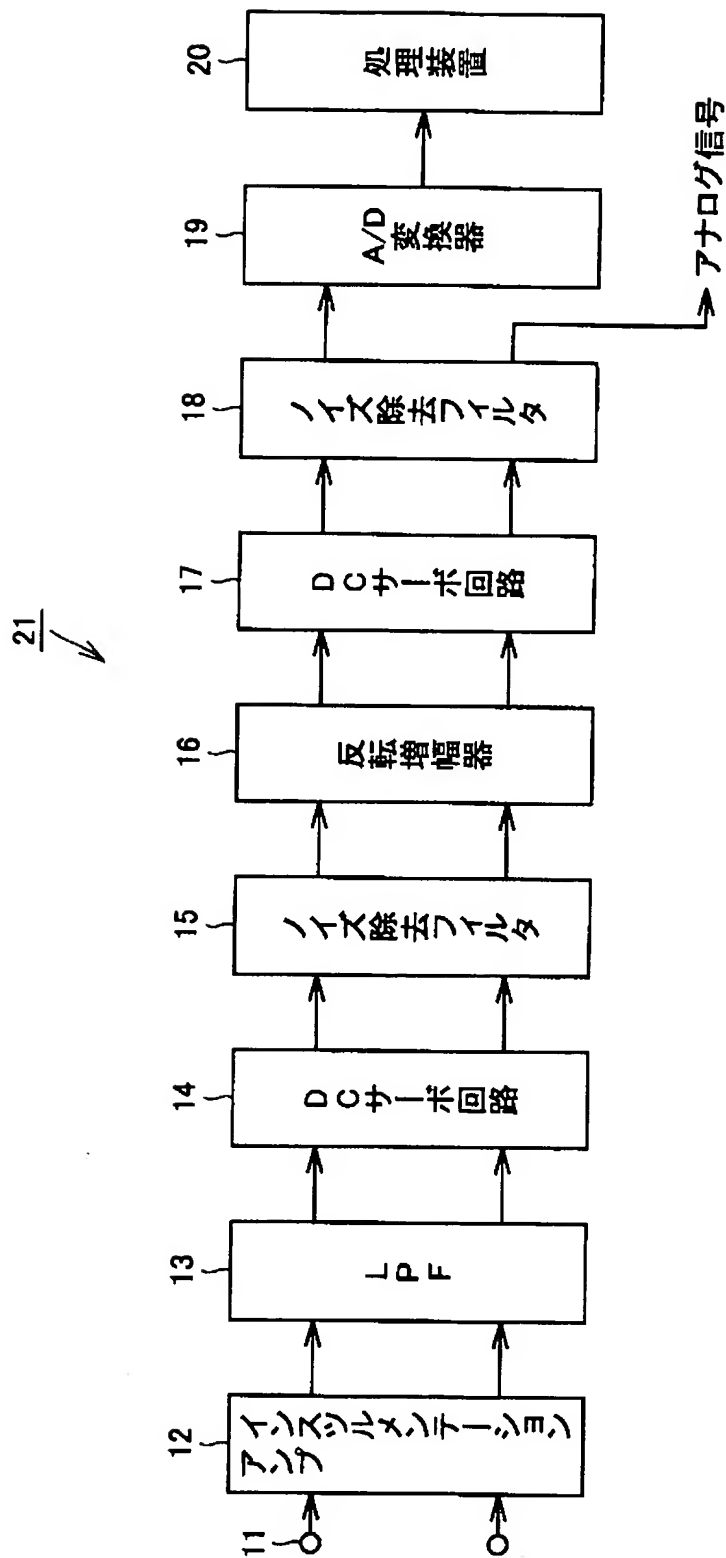
[図2]



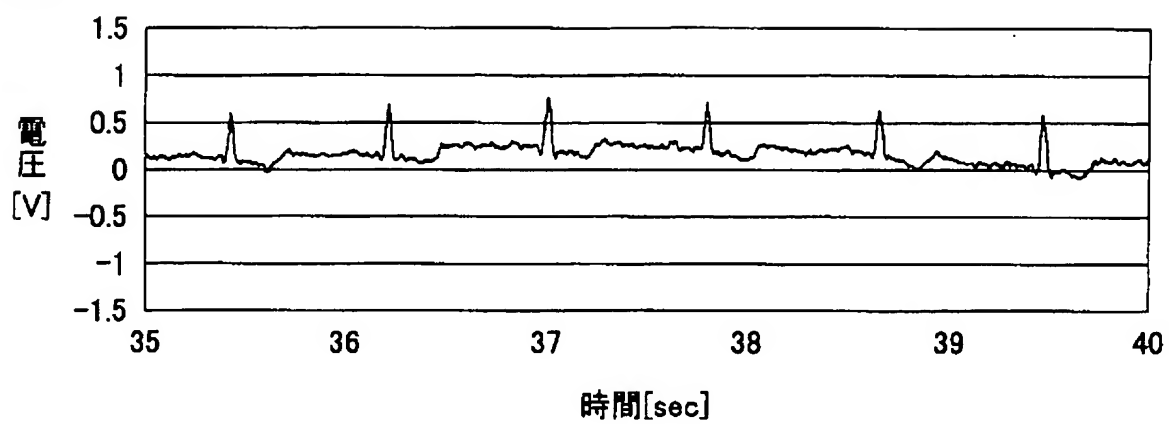
[図3]



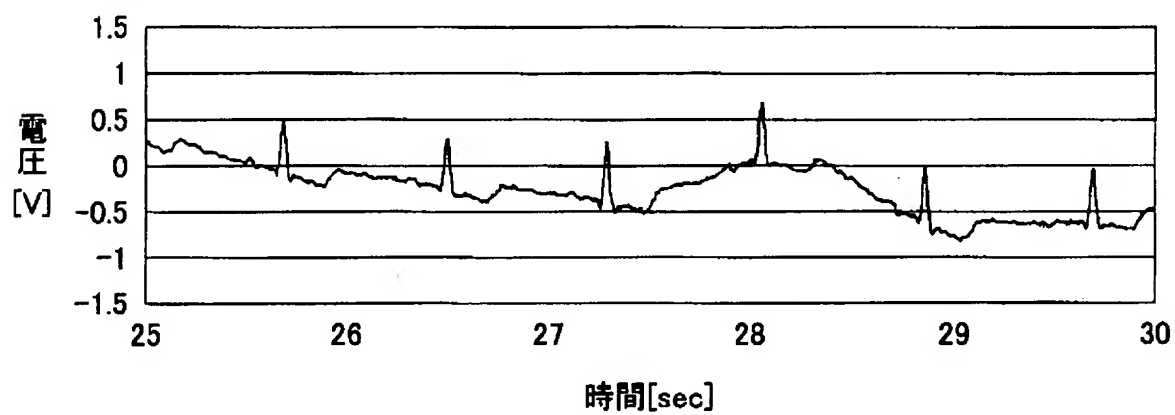
[図4]



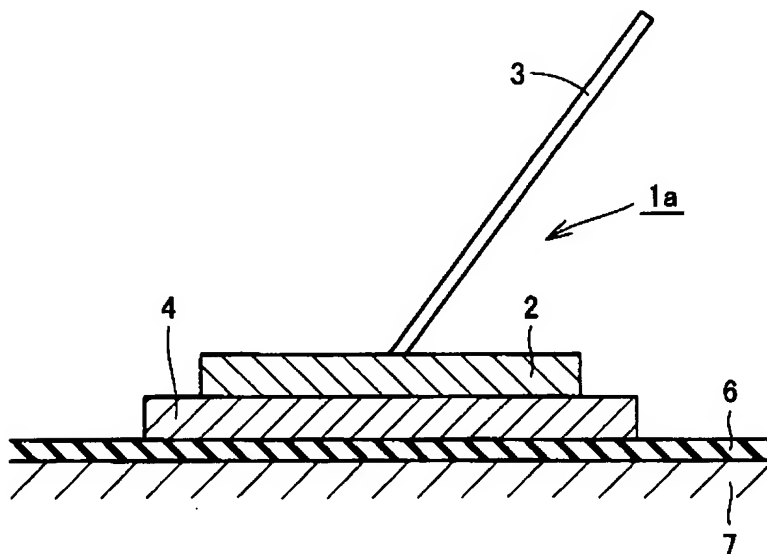
[図5A]



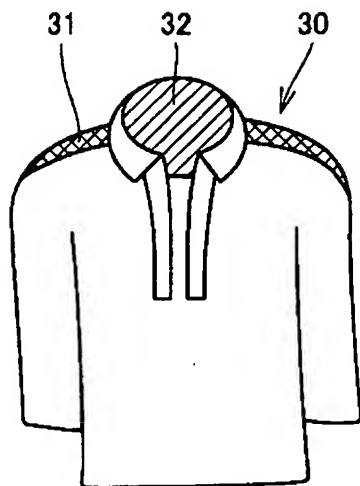
[図5B]



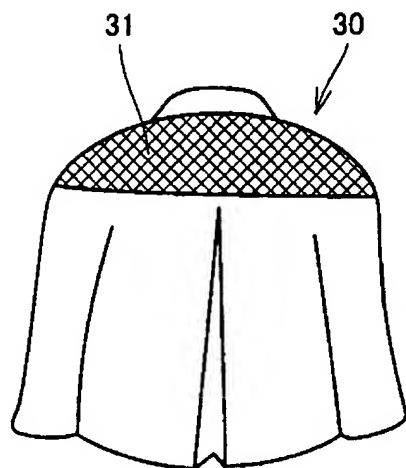
[図6]



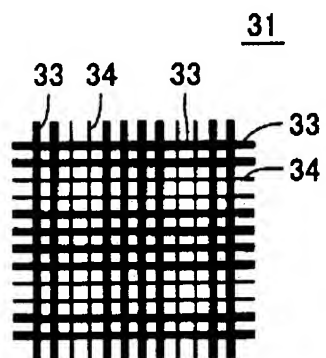
[図7A]



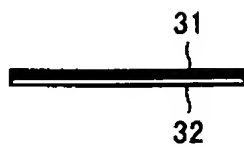
[図7B]



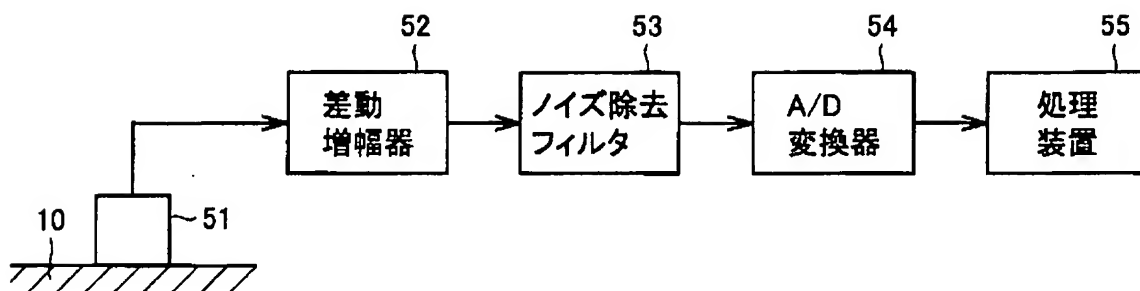
[図8A]



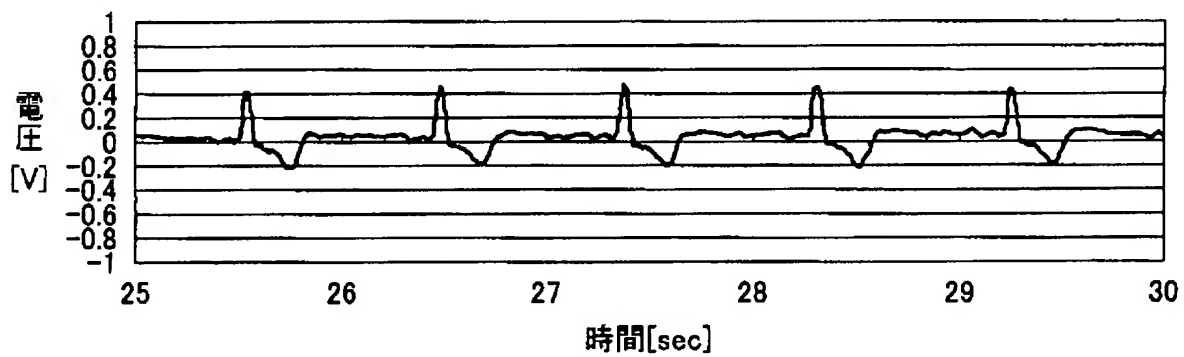
[図8B]



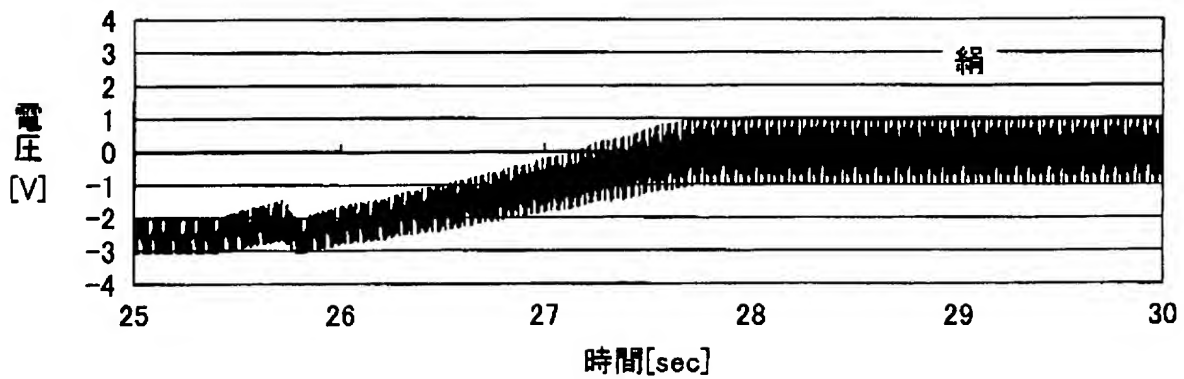
[図9]



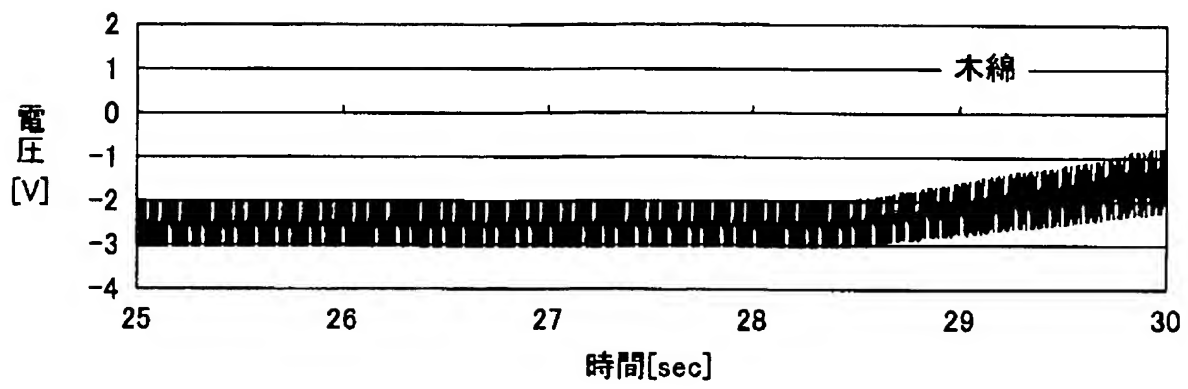
[図10A]



[図10B]



[図10C]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/012632

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B5/04

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B5/04

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 55-2416 A (Jun'ichi USU), 09 January, 1980 (09.01.80), Page 1, lower right column, line 8 to page 2, upper right column, line 3; page 2, lower left column, lines 15 to 17 (Family: none)	1, 2, 5-9 3 4
Y	JP 11-128187 A (Gunze Ltd.), 18 May, 1999 (18.05.99), Par. Nos. [0009], [0010] (Family: none)	3

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
14 October, 2004 (14.10.04)

Date of mailing of the international search report
02 November, 2004 (02.11.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/012632

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 10

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

The invention as set forth in claim 10 pertains to diagnostic methods to be practiced on the human body and thus relates to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT (continued to extra sheet.)

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/012632

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/04

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/04

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y A	JP 55-2416 A (薄準一), 1980.01.09, 第1頁右下欄第8行目~第2頁右上欄第3行目、第2頁左下欄第15~17行目 (ファミリーなし)	1, 2, 5-9 3 4
Y	JP 11-128187 A (グンゼ株式会社), 1999.05.18, 段落【0009】、【0010】 (ファミリーなし)	3

☐ C欄の続きにも文献が列举されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

14. 10. 2004

国際調査報告の発送日

02.11.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号 100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

門田 宏

2W

9224

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT 17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 10 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求の範囲10は、人体の診断方法に該当し、PCT第17条(2)(a)(i)及び規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみにについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。